

文章编号 1004-924X(2025)10-1534-16

铝涂覆层光纤前向受激布里渊散射对血液温度和声阻抗的监测

侯尚林*, 山 航, 董 洁, 武 刚, 晏祖勇
(兰州理工大学 理学院, 甘肃 兰州 730050)

摘要:本文基于铝涂覆层光纤中前向受激布里渊散射(Forward Stimulated Brillouin Scattering, FSBS)的温度和声阻抗的传感理论,探讨了涂层厚度对声学模式频率和线宽的影响,实现了温度和声阻抗的同步测量,提出了一种创新性、高灵敏度的血液中疾病检测方法。研究结果表明径向声模 $R_{0,m}$ 的频率和线宽变化与温度、声阻抗呈线性关系;不同涂层厚度的光纤对温度和声阻抗的灵敏度各异,光纤涂层厚度为 $3\text{ }\mu\text{m}$ 和 $5\text{ }\mu\text{m}$ 时分别具有最高的线宽声阻抗灵敏度 $3.90\text{ MHz}/(\text{kg}\cdot\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 和最高的频率温度灵敏度 $51.44\text{ kHz}/^\circ\text{C}$, 温度和声阻抗的测量误差可低至 $0.015\text{ }^\circ\text{C}$, $0.033\text{ kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 和 $0.008\text{ }^\circ\text{C}$, $0.027\text{ kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$;涂层厚度偏差在 $\pm 0.5\text{ }\mu\text{m}$ 内,两种厚度涂层光纤的温度和声阻抗误差的变化范围分别是 $0.003\sim 0.020\text{ }^\circ\text{C}$, $0.021\sim 0.032\text{ kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 和 $0.003\sim 0.009\text{ }^\circ\text{C}$, $0.004\sim 0.058\text{ kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 。该传感系统可实现血液温度和声阻抗的实时监测,在检测区分血液的正常生理状态和多种病理状态(如高蛋白血症、贫血等)有着潜在应用价值,可为疾病早期诊断和精准医疗提供新的检测方法。

关键词:前向受激布里渊散射;铝涂覆层光纤;温度和声阻抗传感;血液监测;疾病诊断

中图分类号: TN253 **文献标识码:** A

doi: 10.37188/OPE.20253310.1534

CSTR: 32169.14.OPE.20253310.1534

Monitoring of blood temperature and acoustic impedance based on forward stimulated brillouin scattering in aluminum coated optical fibers

HOU Shanglin*, SHAN Hang, DONG jie, WU Gang, YAN Zuyong

(School of Science, Lanzhou University of Technology, Lanzhou 730050, China)

* Corresponding author, E-mail: houshanglin@vip.163.com

Abstract: Based on the temperature and acoustic impedance sensing theory utilizing forward stimulated Brillouin scattering (FSBS) in aluminum-coated optical fibers, the influence of coating thickness on acoustic mode frequency and linewidth was investigated, simultaneous measurement of temperature and acoustic impedance was realized, and an innovative high-sensitivity method for disease detection in blood was proposed. The simulation results demonstrated linear relationships between the frequency/linewidth variations of radial acoustic modes $R_{0,m}$ with temperature and acoustic impedance. Fibers with different coating

收稿日期: 2025-02-21; 修订日期: 2025-03-18.

基金项目: 国家自然科学基金(No. 61665005); 甘肃省自然科学基金(No. 24JRRA208); 兰州理工大学红柳一流学科发展计划资助项目

thicknesses exhibited distinct different sensitivities. The optimal linewidth-based acoustic impedance sensitivity is of 3.90 MHz/(kg·mm²·s) at 3 μm coating thickness and maximum frequency-based temperature sensitivity reaches up to 51.44 kHz/°C at 5 μm coating thickness. Measurement errors can be reduced to 0.015 °C and 0.033 kg/(mm²·s) for 3 μm coating, and 0.008 °C and 0.027 kg/(mm²·s) for 5 μm coating, respectively. Taking ±0.5 μm coating thickness variation into account, the temperature and acoustic impedance tolerance vary within 0.003-0.020 °C and 0.021-0.032 kg/(mm²·s) for 3 μm coating, and 0.003-0.009 °C with 0.004-0.058 kg/(mm²·s) for 5 μm coating, respectively. This sensing system enables real-time monitoring of blood temperature and acoustic impedance, demonstrating potential applications in distinguishing normal physiological states from pathological conditions (e. g., hyperproteinemia, anemia) through multi-parameter analysis. The technology may provide innovative solutions for early disease diagnosis and precision medicine through its high-sensitivity detection capabilities.

Key words: Forward Stimulated Brillouin Scattering (FSBS); aluminum-coated optical fiber; temperature and acoustic impedance sensing; blood monitoring; disease diagnosis

1 引言

在现代生物医学领域,光纤传感技术在早期疾病诊断和实时监测中受到了广泛关注^[1-3]。光纤中前向受激布里渊散射(Forward Stimulated Brillouin Scattering, FSBS)作为一种具有高灵敏度的光纤传感技术,已经在温度、压力、应变等物理量传感的研究中取得了显著的进展^[4-6]。FSBS是发生在光纤中基于声光相互作用的一种非线性效应,一定功率的泵浦脉冲光进入光纤,由于电致伸缩效应,会引起光纤内部的密度变化,从而产生沿着光纤径向传播的声波。所产生的声波又会因为弹光效应,使光纤的折射率扰动,进而影响入射的光波^[7-10]。光纤径向传播的声波被称为 $R_{0,m}$ 模式,每阶声波都会和光波相互耦合产生斯托克斯增益,即 $R_{0,m}$ 模式的FSBS谱。由FSBS谱的频率和线宽的变化,可以计算出光纤外部的温度和声阻抗的变化^[11-12]。FSBS传感技术在需要实时、精确测量的生物医学领域中,展现出了巨大的应用潜力。

光纤传感器的性能在很大程度上取决于光纤的材料特性。由于涂层材料的声学性能不同,涂层光纤与裸光纤相比,能够有效增强传感器的灵敏度、稳定性以及对环境变化的响应能力。铝具有良好的机械强度和化学稳定性,可以有效保护光纤免受外部环境的干扰,同时其良好的热传导性使得温度变化能够迅速传递至光纤传感器,提高传感精度。而且铝材密度较低,能够在不增

加过多负担的情况下,保证涂层的稳定性和传感的可靠性,而且它的成本相对较低且易于加工,使其成为涂层光纤中理想的选择,因此铝作为光纤声学涂层具有显著的优势^[13]。

人体血液的检测具有重要的临床意义,通过血液中的温度和声阻抗变化可以诊断潜在的疾病。血液负责运输氧气、营养物质和激素等物质,并参与免疫防御和体温调节等多种生理过程,主要由血浆和血细胞两大部分组成。正常情况下,血液的各种组分和温度处于平衡状态,保持在一个相对恒定的范围内,确保人体的正常生命活动^[14-15]。而血液的异常状态可以反映出人们身体的健康问题,血液的物理参数(温度、密度、声速、声阻抗)在病理状态下会发生显著的变化。FSBS传感技术可以实现对血液温度和声阻抗的实时监测,从而为疾病的早期发现和精准治疗提供有力支持^[16-17]。

本文将FSBS传感技术应用于人体血液的监测中,建立了铝涂层声波导光纤的物理模型,分析了径向声模的分布和FSBS特点,探讨了涂层厚度对声学模式频率和线宽的影响,实现了温度和声阻抗的同步测量,根据布里渊频率、线宽与温度和声阻抗的线性关系,提出了一种创新性、高灵敏度的血液中疾病检测方法,能够同时监测血液中的温度和声阻抗的变化,这为辨别正常生理状态和疾病状态提供了有力的支持。虽然FSBS传感技术在温度和应变监测中已被广泛研究,其在人类体内血液的实时监测,尤其是结合

温度和声阻抗同步的传感进行疾病诊断,尚属于首次尝试。

2 光纤结构

图 1 所示为铝涂覆层单模光纤的横截面结构示意图。该光纤的纤芯由掺杂 0.36% GeO₂ 的 SiO₂ 构成,纤芯半径 3.5 μm。包层采用纯二氧化硅材料,外径为 37.5 μm (半径 a);涂覆层为铝材质,外径 42.5 μm (半径 b),由此可得铝涂层厚度 $d=b-a=5\text{ }\mu\text{m}$ 。通过有限元分析计算得出该光纤的有效折射率 n 为 1.445 7,有效模式半径 b_{eff} 为 4.794 μm。理论研究表明,当外界温度或声阻抗变化时,材料刚度系数随之改变,进而导致不同径向声波模式($R_{0,m}$)的频率和线宽产生规律性偏移。这一特性为实现温度与声阻抗的同步传感提供了物理基础。

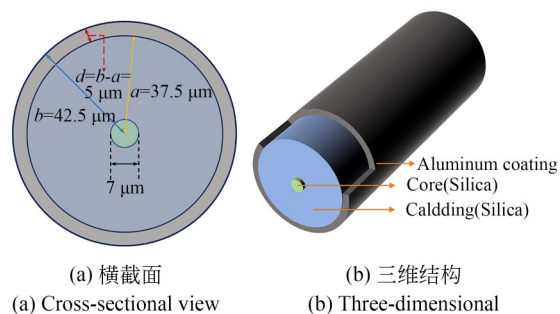


图 1 铝涂覆层单模光纤示意图

Fig. 1 Schematic diagram of the aluminum-coated single-mode fiber

3 理论基础

3.1 声波的径向分布

在涂覆层光纤中,声波的径向分布 $U^{(m)}(r)$ 可以被表示为^[18]:

$$\begin{cases} p_1 A_3^{(m)} J_1(p_1 r) \equiv U_1^{(m)}(r), & r \leq a \\ p_2 [A_1^{(m)} J_1(p_2 r) + A_2^{(m)} Y_1(p_2 r)] \equiv U_2^{(m)}(r), & a \leq r \leq b, \\ p_3 A_4^{(m)} [J_1(p_3 r) + j Y_1(p_3 r)] \equiv U_3^{(m)}(r), & b \leq r \end{cases} \quad (1)$$

其中: a 和 b 分别是光纤包层和涂覆层的半径, $a=37.5\text{ }\mu\text{m}$, $b=42.5\text{ }\mu\text{m}$ 。声波波数 $p_i \equiv \Omega/V_{L,i}$, $V_{L,i}$ 是材料的声速, $i=1,2,3$ 分别表示包层,涂覆层和外部物质。 r 表示径向坐标, J_i 和 Y_i 是第一类和第二类一阶贝塞尔函数,声波振幅 $A_{1,2,3}^{(m)}$ 是常数,单位平方米(m^2)。包层和涂覆层的应力 $T_{rr,1}^{(m)}(r)$ 和 $T_{rr,2}^{(m)}(r)$ 分别表示为^[18]:

$$T_{rr,1}^{(m)}(r) = C_{44,1} A_3^{(m)} \left[(p_1 \kappa_1)^2 J_0(p_1 r) - \frac{2}{r} p_1 J_1(p_1 r) \right], \quad (2)$$

$$T_{rr,2}^{(m)}(r) = C_{44,2} (p_2 \kappa_2)^2 [A_1^{(m)} J_0(p_2 r) + A_2^{(m)} Y_0(p_2 r)] - C_{44,2} \frac{2}{r} p_2 [A_1^{(m)} J_1(p_2 r) + A_2^{(m)} Y_1(p_2 r)], \quad (3)$$

其中: $C_{11,i}$ 和 $C_{44,i}$ 是包层材料和涂层材料刚度张量的元素, $\kappa_i^2 \equiv C_{11,i}/C_{44,i}$ 。在涂覆层和外界物质的边界处的应力 $T_{rr,2}^{(m)}(b)$ 等于其受到的压力^[18]:

$$T_{rr,2}^{(m)}(b) = \Omega \rho_3 V_{L,3} \frac{J_0(p_3 b) + j Y_0(p_3 b)}{J_1(p_3 b) + j Y_1(p_3 b)} U_3^{(m)}(b), \quad (4)$$

声波和应力在包层和涂覆层边界,涂覆层和外界

物质边界处是连续的,即:

$$U_1^{(m)}(a) = U_2^{(m)}(a), U_2^{(m)}(b) = U_3^{(m)}(b), \quad (5)$$

$$T_{rr,1}^{(m)}(a) = T_{rr,2}^{(m)}(a), T_{rr,2}^{(m)}(b) = T_{rr,3}^{(m)}(b),$$

以上条件可以整理为一个线性方程组 $\mathbf{M}(\Omega) \cdot \mathbf{A} = 0$, 其中 $\mathbf{A} = [A_1^{(m)}, A_2^{(m)}, A_3^{(m)}]^T$ 。通过求解 $\det(\mathbf{M}) = 0$ 可以得到每阶声波的频率 Ω_m , 再将 Ω_m 带回到 $\mathbf{M}(\Omega)$, 求出对应向量 $\mathbf{A}$ 的元素 $A_1^{(m)}, A_2^{(m)}, A_3^{(m)}$ 。得到频率 Ω_m 和对应的元素 $A_1^{(m)}, A_2^{(m)}, A_3^{(m)}$ 后, 代入到公式(1)计算出对应的 $R_{0,m}$ 声波模式的径向分布。

3.2 非线性光学机械系数(FSBS谱)

声波的频率取决于光纤的几何尺寸, 光纤材料的刚度系数以及外部物质的声阻抗。得到声波的径向分布是计算声光相互作用的先置条件。泵浦光通过电致伸缩效应激发声波, 泵浦光功率 $P(t)$ 的傅里叶变换为 $P(\Omega)$, 声波模式径向位移的频域振幅 $A^{(m)}(\Omega)$ 可以表示为^[19]:

$$A^{(m)}(\Omega) = \frac{Q_{ES}^{(m)}}{4\pi c \rho_1 \Omega_m \Gamma_m} \cdot \frac{1}{j - \Delta} P(\Omega), \quad (6)$$

其中: $\Delta \equiv 2(\Omega - \Omega_m)/\Gamma_m$ 为归一化失谐参数, 反映声波频率与截止频率的偏移, c 是真空中光速, ρ_1 是光纤包层的密度, Γ_m 是每阶模式的线宽, $Q_{ES}^{(m)}$

是电致伸缩效应引起的声光重叠积分。而声波模式又通过光弹性效应引起纤芯折射率的变化^[19]:

$$\Delta n^{(m)}(\Omega) \approx \frac{Q_{PE}^{(m)}}{2n} A^{(m)}(\Omega), \quad (7)$$

其中: n 为光纤的有效折射率, $Q_{PE}^{(m)}$ 是光弹性效应引起的声光重叠积分。折射率变化会对反向传播的探测光进行相位调制^[19]:

$$\Delta \phi^{(m)}(\Omega) = \Delta n^{(m)}(\Omega) k_0 L, \quad (8)$$

其中: $k_0 = 2\pi/\lambda_0$ 为探测光的波数, λ_0 是探测光的波长, L 是待测光纤的长度。将式(6)和式(7)代入式(8)中,探测光的相位变化 $\Delta \phi^{(m)}(\Omega)$ 可以表示为:

$$\Delta \phi^{(m)}(\Omega) = \frac{Q_{PE}^{(m)} Q_{ES}^{(m)}}{8n^2 c \rho_1 \Omega_m \Gamma_m} \cdot \frac{k_0}{j - \Delta} P(\Omega) L. \quad (9)$$

为了简化 $\Delta \phi^{(m)}(\Omega)$ 的形式,定义一个等效的模式非线性光学机械系数 $\gamma_{OM}^{(m)}(\Omega)$,表示为^[19]:

$$\gamma_{OM}^{(m)}(\Omega) = \frac{k_0 Q_{PE}^{(m)} Q_{ES}^{(m)}}{8n^2 c \rho_1 \Omega_m \Gamma_m} \cdot \frac{1}{j - \Delta} = \gamma_0^{(m)} \cdot \frac{1}{j - \Delta}, \quad (10)$$

其中: $\gamma_{OM}^{(m)}(\Omega)$ 表征了在单位泵浦功率和单位光纤长度下,FSBS引起的对探测光相位调制的效率。最终对探测光的相位调制 $\Delta \phi^{(m)}(\Omega)$ 表示为:

$$\Delta \phi^{(m)}(\Omega) = \gamma_{OM}^{(m)}(\Omega) P(\Omega) L. \quad (11)$$

在共振条件下(即声波频率等于截止频率,失谐参数为零),光学机械系数 $\gamma_{OM}^{(m)}(\Omega)$ 可以取最大值 $\gamma_0^{(m)}$:

$$\gamma_0^{(m)} = \frac{k_0 Q_{PE}^{(m)} Q_{ES}^{(m)}}{8n^2 c \rho_1 \Omega_m \Gamma_m}, \quad (12)$$

其中, $Q_{ES}^{(m)}$ 和 $Q_{PE}^{(m)}$ 分别是电致伸缩效应和弹光效应引起的 $R_{0,m}$ 模式的声光重叠积分^[19]:

$$Q_{ES}^{(m)} = -(2a_1 + 4a_2) \cdot 2\pi \int_0^b \frac{\partial E_T(r)}{\partial r} E_T(r) u^{(m)}(r) r dr, \quad (13)$$

$$Q_{PE}^{(m)} = \left(\frac{a_1 + a_2}{2} \right) 2\pi \int_0^b \left[\frac{\partial u^{(m)}(r)}{\partial r} + \frac{u^{(m)}(r)}{r} \right] |E_T(r)|^2 r dr, \quad (14)$$

其中: $a_1 = -n^4(P_{11} - P_{12})$ 和 $a_2 = -n^4 P_{12}$ 是包层材料二氧化硅的光弹性参数,其中 $P_{11} = 0.121$, $P_{12} = 0.27$ ^[20]。单模光纤中光波的径向分布可以描述为高斯分布 $E_T(r) \approx (1/\pi b_{\text{eff}}^2) \exp(-r^2/b_{\text{eff}}^2)$,其中 b_{eff} 是单模光纤的有效模式半径^[21]。现在只需

要确定每阶模式的线宽 Γ_m 可以得到其增益峰^[22]:

$$\Gamma_m = \Gamma_{\text{int}} - \frac{V_{L,1}}{2a\pi} \ln(R), \quad (15)$$

其中: Γ_{int} 是 $R_{0,m}$ 模式的本征线宽,是由光纤材料的本征损耗引起的,反映了由于材料中声子的内在耗散机制导致的频谱宽度, $\Gamma_{\text{int}} = \Omega_m/1000$ 。 R 是声波在包层和涂覆层、涂覆层和外界这两个边界多次反射叠加所组成的总反射率^[22]:

$$R = \frac{r_1 + r_2 e^{-2ad} e^{-2i\delta}}{1 + r_1 r_2 e^{-2ad} e^{-2i\delta}}, \quad (16)$$

其中, r_1 和 r_2 分别是包层和涂覆层、涂覆层和外界的反射率:

$$r_1 = |(Z_1 - Z_2)/(Z_1 + Z_2)|, \quad (17)$$

$$r_2 = |(Z_2 - Z_3)/(Z_2 + Z_3)|, \quad (18)$$

其中: Z_1, Z_2, Z_3 分别是二氧化硅、铝和水的声阻抗,材料声阻抗定义为材料密度与声速的乘积,即 $Z = \rho V$,反映了声波在材料中传播时的阻抗能力,决定了声波在界面上的反射和透射特性。 α 是声波在铝涂覆层传播的损耗率, d 是铝涂覆层的厚度, e^{-2ad} 描述了声波在涂层传播中的损耗,随涂层厚度 d 指数衰减。 $e^{-2i\delta}$ 描述了声波在涂层中传播时的相位延迟 δ ,其表达式为 $\delta = 2\Omega_m \pi d / V_{L,20}$ 。

利用以上理论可以算出光学机械系数 $\gamma_{OM}^{(m)}(\Omega)$, $|\gamma_{OM}^{(m)}(\Omega)|^2$ 也被称为光纤的FSBS频谱。温度的变化会影响包层材料二氧化硅和涂覆层材料铝的刚度系数 $C_{11,i}$ 和 $C_{44,i}$,即^[23-25]:

$$C(T) = C(0) + \frac{s}{\exp(\theta_E/T) - 1}, \quad (19)$$

其中: $C(0)$ 是材料在0 K下的刚度系数, s 是一个固定参数, θ_E 是爱因斯坦温度,对于不同材料, s 和 θ_E 是不同的,二氧化硅和铝的具体参数如表1所示。刚度系数随温度变化,进一步会影响材料的声速 $V_{L,i}$ 和声波数 p_i 的变化, $V_L = \sqrt{C_{11}(T)/\rho}$ 。所以温度和外界声阻抗的变

表 1 二氧化硅和铝的材料参数

Tab. 1 Material properties of SiO₂ and Al

	$C_{11}(\text{SiO}_2)$	$C_{44}(\text{SiO}_2)$	$C_{11}(\text{Al})$	$C_{44}(\text{Al})$
$C(0)/\text{GPa}$	77.99	30.74	114.21	31.61
s/GPa	6.45	2.24	10.11	2.56
θ_E/K	420	497	258.4	168

化会引起 $R_{0,m}$ 模式频率和线宽的变化,可以通过频率和线宽的变换来实现温度和外界物质声阻抗的同步传感,这就是前向受激布里渊散射传感的理论基础。

3.3 血液中温度和声阻抗的监测

血液是人体中最为关键的一种生理液体,负责运输氧气、营养物质和激素等物质,并参与免疫防御和体温调节等多种生理过程。血液主要由血浆和血细胞两大部分组成。血浆占血液总体积的大约 55%,其主要成分包括水(占 90%~92%)、蛋白质(如白蛋白、球蛋白和纤维蛋白原,占 7%~8%)、电解质、激素、废物(如尿素、二氧化碳)和营养物质(如葡萄糖、氨基酸、脂质)。血细胞占血液总体积的大约 45%,主要包括红细胞、白细胞和血小板^[26]。正常状态下血液的各种组分处于平衡状态,而在病理状态下血液温度和声阻抗会发生显著的变化。在人体正常生理状态下,血液的密度约为 $1\ 025\sim 1\ 035\text{ kg/m}^3$,声速约为 $1\ 520\sim 1\ 545\text{ m/s}$ 。人体发热、剧烈呕吐或严重腹泻会引起血液水分减少,发生脱水现象。脱水会导致血液浓缩,血浆中的水分减少,使血液密度显著升高($1\ 035\sim 1\ 050\text{ kg/m}^3$),声速因溶质浓度增加而增高,可能到达 $1\ 545\sim 1\ 560\text{ m/s}$ ^[27]。缺铁、营养不良或慢性失血则会导致红细胞数量减少或血红蛋白浓度降低,导致血液密度下降($1\ 015\sim 1\ 025\text{ kg/m}^3$),由于红细胞含量减少,血液的声速也随之下降,通常为 $1\ 510\sim 1\ 525\text{ m/s}$ ^[28]。高脂血症使血浆中的脂质含量增加,导致血液密度下降至 $1\ 010\sim 1\ 020\text{ kg/m}^3$,血液整体密度也会降低,同时脂质的存在可能降低声速,使其接近 $1\ 505\sim 1\ 515\text{ m/s}$,这种情况多见于肥胖、糖尿病或高脂饮食^[29]。高蛋白血症的特点是血浆中蛋白质(如白蛋白或球蛋白)含量显著升高,血浆密度上升至 $1\ 035\sim 1\ 050\text{ kg/m}^3$,血液密度也随之增加;声速因蛋白质浓度增加而升高,通常是 $1\ 550\sim 1\ 570\text{ m/s}$,常见于慢性炎症、肿瘤或多发性骨髓瘤^[30]。

同时温度对血液密度、声速和声阻抗也有显著的影响。在温度升高时,血液的密度会因热膨胀而下降,这意味着血液流动阻力减小,流动性增强。此外,声速会因温度升高而略微下降,这与弹性模量的降低有关。声阻抗则通常随温度

升高而减小,在低温状态下(如低温麻醉或体温过低),血液密度和声速升高,声阻抗变大^[31]。所以温度和声阻抗的同步测量在疾病诊断与监测中具有重要的意义。通过同时监测温度和声阻抗,不仅可以更准确地评估血液的物理特性,还能对病理状态做出更加全面的诊断。通过 FSBS 传感技术实时测量血液的温度和声阻抗,可以实现疾病相关血液特性的高灵敏度分析,从而为多种病理状态的早期诊断提供有效的工具。

4 结果分析

4.1 模拟实验装置

模拟实验的装置如图 2 所示,激光器(Laser1)发射出 $1\ 550\text{ nm}$ 的连续光,被电光调制器(EOM)调制成独立的 1.2 ns 短泵浦脉冲光(周期 $5\ \mu\text{s}$),偏振控制器消除扭转径向模式 $\text{TR}_{2,m}$,由掺铒光纤放大器(EDFA)放大光功率,放大泵浦脉冲的功率范围在 $60\sim 300\text{ mw}$,使其能够在血液环境中的待测光纤上激发前向布里渊散射。泵浦脉冲经由耦合器(coupler)进入待测光纤(FUT)和光学带通滤波器(Bandpass filter)组成的萨格纳克干涉仪回路中,泵浦脉冲只在待测光纤的顺时针方向传播,被可调光学带通滤波器隔断,防止它到达回路输出。另一束连续的探测光($1\ 532\text{ nm}$)由第二个激光器(Laser2)发出,进入到回路后进行逆时针传播。泵浦脉冲在光纤中发生 FSBS,激发出径向声波模式,再通过弹光效应调制的探测光的相位。将相位调制转换为强度调制,经响应度 27 V/W 的光电接收器(PD)转换为电压信号。电压信号由实时数字化示波器(ESA)采集,通过傅里叶变换,将时域信号转化为频域信号,得到 FSBS 频谱。模拟实验中用到的待测光纤

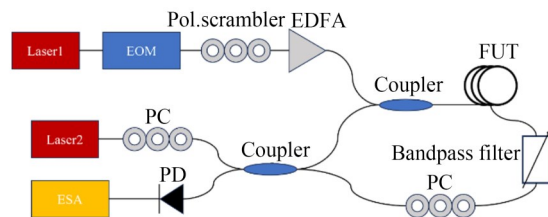


图2 测量FSBS谱的模拟实验装置示意图

Fig. 2 Schematic diagram of the simulation experimental setup for measuring FSBS spectrum

的纤芯和包层的参数在第二节光纤结构中给出。

4.2 涂层厚度对FSBS谱的影响

为了探究不同涂层厚度对FSBS谱的影响,将待测光纤放置在正常生理状态的血液中($T=37\text{ }^{\circ}\text{C}$, $\rho=1\,025\text{ kg/m}^3$, $V_L=1\,520\text{ m/s}$),以 $1\text{ }\mu\text{m}$ 的步长将涂层厚度从 $1\text{ }\mu\text{m}$ 变化到 $15\text{ }\mu\text{m}$,可以得到径向声模模式的频率和线宽随着涂层厚度变化关系曲线,如图3所示。图3(a)展示了频率随厚度的变化趋势,不同模式的频率随着涂层厚度的增加呈现线性下降趋势,这是因为厚度的改变会影响声波的传播的路程和边界条件不同,导致声波模式的频率发生偏移。在图3(b)中,线宽 Γ_m 随着涂层厚度 d 的变化出现了多个周期性的波

峰和波谷,而且波峰和波谷的整体趋势是逐渐降低的。由式(15)和式(16)可知,线宽 Γ_m 的变化和声波在涂层结构中的反射率 R 密切相关,而反射率 R 由相位延迟 δ 和损耗项 $e^{-2\alpha d}$ 决定。相位延迟 δ 随厚度 d 线性增加,随着 d 的变化,反射声波和透射声波之间的干涉条件会发生周期性变化,从而导致反射率 R 的振荡。反射率 R 的对数项 $\ln(R)$ 会直接影响线宽,由于 $\ln(R)$ 是非线性的,反射率 R 的振荡会反映到线宽的周期性振荡上。损耗项 $e^{-2\alpha d}$ 描述了涂层越厚,声波传播中的能量损失越大,损耗随着 d 的增加而加剧,导致涂层对声波的反射率 R 逐渐减小, $-\ln(R)$ 逐渐变大,因此线宽 Γ_m 在整体上呈现出下降趋势。

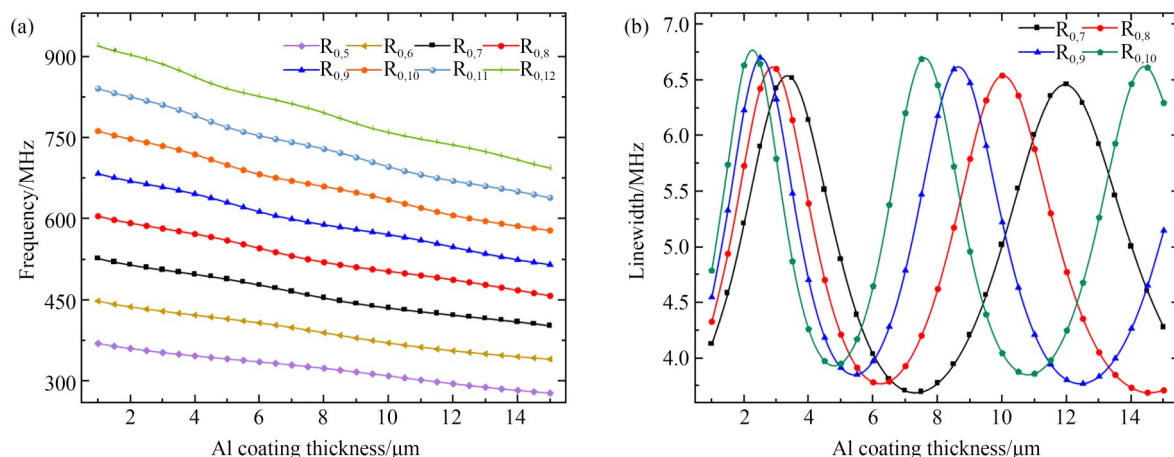


图3 (a) $R_{0,m}$ 频率和(b) $R_{0,m}$ 线宽随涂层厚度的变化

Fig. 3 Variation of (a) frequency and (b) Linewidth of $R_{0,m}$ mode with coating thickness

本文挑选出涂层厚度为 $2\text{ }\mu\text{m}$, $8\text{ }\mu\text{m}$, $15\text{ }\mu\text{m}$ 三种光纤,这三种厚度归一化后的FSBS谱如图4所示,涂层厚度在 $1\sim 15\text{ }\mu\text{m}$ 的范围内所有的FSBS谱的分布情况都与这三种类似。高增益的模式主要集中在低阶声学模式($R_{0,7}$, $R_{0,8}$, $R_{0,9}$);增益集中在 $500\sim 800\text{ MHz}$ 的频率范围内,对应这些模式的频率位置几乎不变;不同涂层厚度对增益谱的形状和分布影响不显著。由定义光学机械系数 $\gamma_{OM}^{(m)}(\Omega)$ 的公式(10)可知, $\gamma_0^{(m)}$ 与声波频率 Ω_m 成反比,较低阶声波模式的频率较低,导致增益更高。低阶声波模式在光纤横截面上的声光分布更匹配,导致重叠积分较大;随着阶数增加,声波模式的横向振动分布变得更加复杂,导致光声重叠积分降低,增益降低。所以增益主要

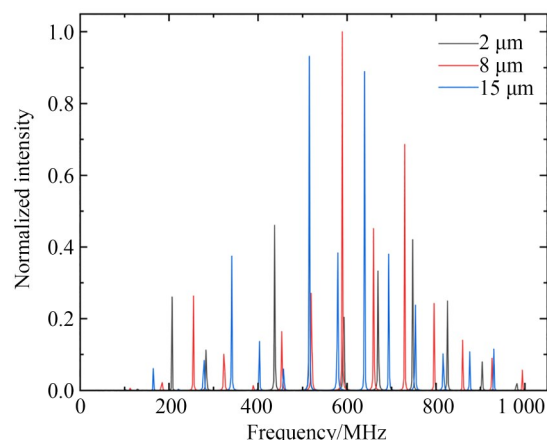


图4 三种涂层厚度在正常血液的FSBS谱

Fig. 4 FSBS spectrum of normal blood for three fibers with different coating thickness

集中在 $R_{0,7}$, $R_{0,8}$, $R_{0,9}$ 模式是由于这些模式具有较高的光声耦合效率和较低的频率,从而使其增益 $\gamma_0^{(m)}$ 达到最大。 $R_{0,m}$ 声波模式的频率 Ω_m 与光纤的包层,涂层的材料和尺寸有关,主要取决于 SiO_2 包层的尺寸,涂层厚度的变化对声波模式的频率 Ω_m 影响较小。光波的横向分布模式主要由光纤的纤芯和包层的几何尺寸决定,由于涂层厚度在较小范围内变化,光波的分布几乎不变。声波的横向分布模式受涂层的厚度调制,但对于低阶模式 ($R_{0,7}$, $R_{0,8}$, $R_{0,9}$),声波的横向振动主要集中在光纤的内包层区域,而对涂层的依赖性较弱。因此光声的重叠积分在厚度变化范围内基本稳定,导致增益谱分布相似,整体形状保持稳定。

4.3 $R_{0,m}$ 模式的灵敏度随涂层厚度的变化

在 FSBS 传感系统中,灵敏度系数反映了 $R_{0,m}$ 的声学模式参数(频率或线宽)对外界物理量(温度或声阻抗)变化的响应强度,其定义为频率或线宽的变化量除以温度或声阻抗的变化量。该系数描述了单位温度或声阻抗变化引起的频率或线宽偏移量,是评估传感器性能的关键指标。

$R_{0,m}$ 的灵敏度系数由涂层厚度决定,本文计算了 $1 \sim 15 \mu\text{m}$ 涂层厚度下 $R_{0,7}$, $R_{0,8}$ 和 $R_{0,9}$ 这三阶模式的频率温度,线宽温度,频率声阻抗和线宽声阻抗的灵敏度系数(分别用 C_{v-T} , C_{l-T} , C_{v-Z} 和 C_{l-Z} 表示),拟合出了他们的随涂层厚度的变化趋势,如图 5 所示。

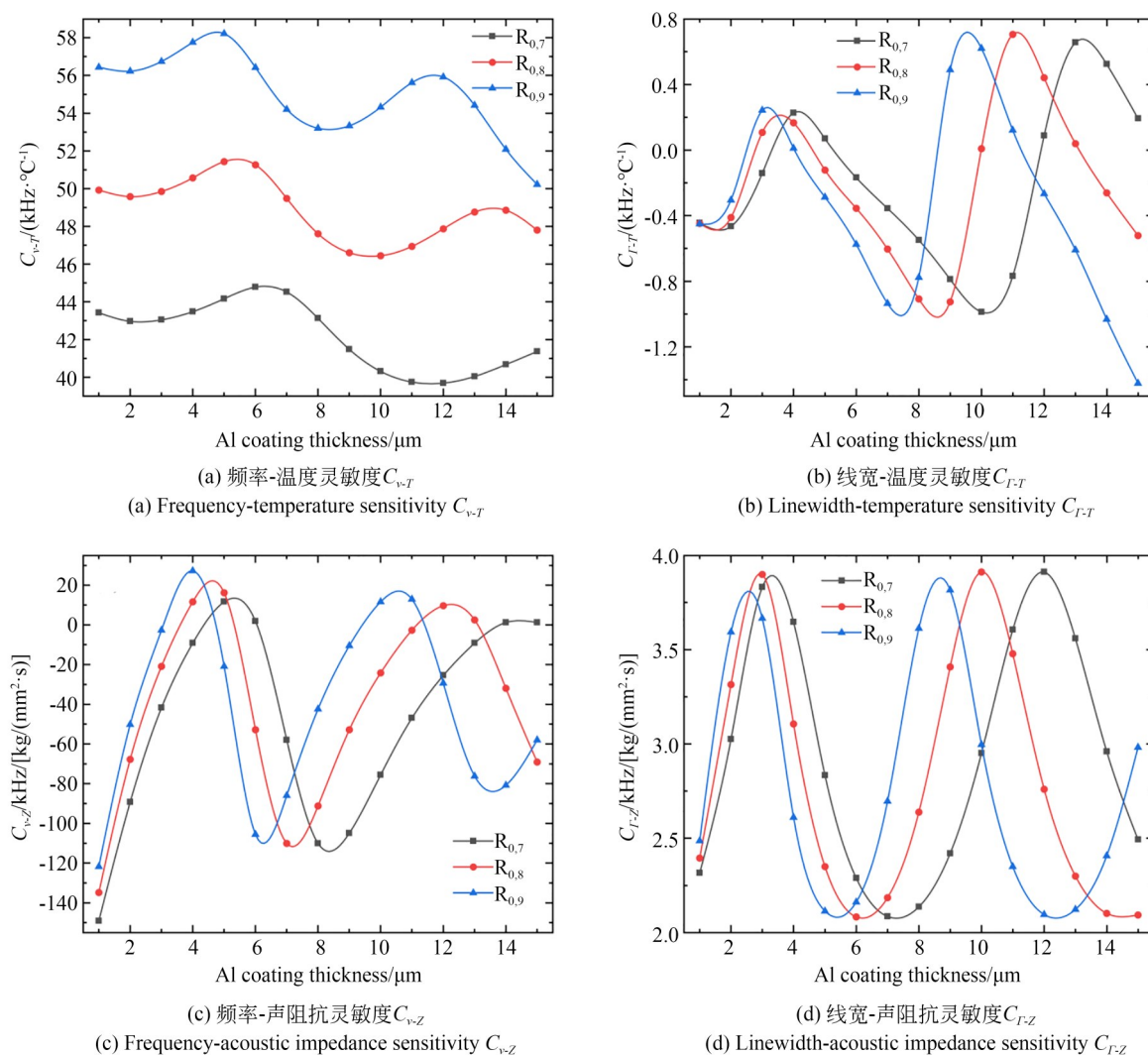


图 5 $R_{0,7}$, $R_{0,8}$ 和 $R_{0,9}$ 模式随涂层厚度的变化

Fig. 5 Variation of the sensitivity with the coating thickness for $R_{0,7}$, $R_{0,8}$ and $R_{0,9}$ modes

频率温度灵敏度系数 C_{v-T} 随涂层厚度变化呈现平滑的波动趋势,不是严格的周期性,如图 5(a)所示。光纤受热膨胀,改变包层和涂层的刚度系数,影响声波和声速和波数,进而改变频率。 $R_{0,7}$, $R_{0,8}$ 和 $R_{0,9}$ 三阶模式的频率温度灵敏度不同, $R_{0,7}$ 的灵敏度最低,约为 $40\sim 45\text{ kHz}/^\circ\text{C}$; $R_{0,9}$ 的灵敏度最高,可达约 $58\text{ kHz}/^\circ\text{C}$ 。高阶模式由于声波分布更复杂,对涂层厚度和温度的依赖更大,因此灵敏度较高。图 5(b)是线宽温度灵敏度系数 C_{r-T} 的变化情况。 C_{r-T} 随涂层厚度呈现明显的周期性振荡,且不同模式的峰值位置有所偏移。温度变化会改变涂层的声阻抗,从而影响声波在涂层和外界的反射和传播损耗。涂层的厚度通过相位调制($e^{-2i\delta}$)和能量损耗($e^{-2\alpha d}$)对反射率 R 施加周期性影响,从而引起灵敏度的振荡。灵敏度值可以是正值或负值,说明温度升高时线宽可以增加或减少,具体取决于模式和厚度选择。图 5(c)描述了声波频率随着声阻抗的变化而变化,主要与涂层厚度及边界反射率 R 的调制有关。频率声阻抗灵敏度 C_{v-z} 随涂层厚度变化呈现显著的周期性波动,不同模式的波峰波谷位置依次偏移。灵敏度值可以是正值或负值,表明声阻抗变化可以使频率升高或降低。图 5(d)是线宽声阻抗灵敏度系数 C_{r-z} 随涂层厚度变化呈现周期性波动,不同模式的波动周期一致,但峰值位置依次偏移。声阻抗的变化通过改变边界反射率 R 和能量损耗 $e^{-2\alpha d}$,直接影响声波的衰减,从而改变线宽。

4.4 不同涂层厚度情况下 $R_{0,8}$ 模式的灵敏度

在灵敏度分析中, $R_{0,8}$ 模式在温度、声阻抗等多种物理量的灵敏度系数方面表现均衡。基于灵敏度分析结果,本文选取了涂层厚度为 $3\text{ }\mu\text{m}$ 和 $5\text{ }\mu\text{m}$ 作为后续工作的研究对象。这是因为在 $3\text{ }\mu\text{m}$ 时,线宽-声阻抗灵敏度 C_{r-z} 达到峰值;在 $5\text{ }\mu\text{m}$ 时,频率-温度 C_{v-T} 灵敏度最大。将这两种待测光纤放置在正常生理状态的血液中 ($T=37\text{ }^\circ\text{C}$, $\rho=1\,025\text{ kg}/\text{m}^3$, $V=1\,520\text{ m}/\text{s}$)。图 6 和图 7 分别展示了涂层厚度为 $3\text{ }\mu\text{m}$ 和 $5\text{ }\mu\text{m}$ 的情况下, $R_{0,8}$ 模式的频率和线宽随声阻抗和温度变化的关系。

对于涂层厚度为 $3\text{ }\mu\text{m}$ 的情况(图 6),首先控

制声阻抗不变,将温度从 $20\text{ }^\circ\text{C}$ 变化到 $50\text{ }^\circ\text{C}$,步长为 $5\text{ }^\circ\text{C}$ 。如图 6(a)所示,频率和线宽随着温度的升高呈现出明显的变化,随着温度的升高,频率逐渐增大,线宽则有所减小。通过拟合,图 6(b)展示了频率与温度之间的线性关系,其中频率-温度灵敏度系数 C_{v-T} 为 $49.86\text{ kHz}/^\circ\text{C}$,而线宽-温度灵敏度系数 C_{r-T} 为 $0.108\text{ kHz}/^\circ\text{C}$,表明 $R_{0,8}$ 模式的频率对温度变化较为敏感,而温度对线宽的影响比较小。接下来控制温度不变,将声阻抗从 $1.5\text{ kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 增加到 $1.65\text{ kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$,步长为 $0.5\text{ kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 。如图 6(c)所示,频率和线宽随声阻抗的变化也表现出明显的趋势,频率随着声阻抗的增加而逐渐增大,线宽则减小。图 6(d)中拟合后的灵敏度曲线表明,频率随声阻抗的变化较为敏感,频率-声阻抗灵敏度 C_{v-z} 为 $-20.74\text{ kHz}/(\text{kg}\cdot\text{mm}^2\cdot\text{s})$,线宽-声阻抗灵敏度 C_{r-z} 为 $3.90\text{ MHz}/(\text{kg}\cdot\text{mm}^2\cdot\text{s})$,表明频率和声阻抗之间是负相关,而线宽和声阻抗则呈正相关。

在图 7 中涂层厚度为 $5\text{ }\mu\text{m}$,频率和线宽的变化与温度和声阻抗的变化展示了与 $3\text{ }\mu\text{m}$ 时不同的特性。首先控制声阻抗不变,将温度从 $20\text{ }^\circ\text{C}$ 升高至 $50\text{ }^\circ\text{C}$,步长为 $5\text{ }^\circ\text{C}$ (图 7(a))。可以观察到,频率随着温度的升高而上升,而线宽则随着温度升高有所减小。这表明,温度变化对频率的影响比对线宽的影响更加显著。进一步分析图 7(b)中的拟合曲线,得出频率-温度灵敏度系数 C_{v-T} 为 $51.44\text{ kHz}/^\circ\text{C}$,表明频率对温度变化的灵敏度较高,而线宽-温度灵敏度系数 C_{r-T} 为 $-0.121\text{ kHz}/^\circ\text{C}$,说明线宽与温度之间的关系是负相关的,且其变化幅度相较于频率较小。接下来控制温度不变,将声阻抗从 $1.5\text{ kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 增加到 $1.65\text{ kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$,步长为 $0.5\text{ kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 。(图 7(c))。在此过程中,频率和线宽都随着声阻抗的增大而增大,这表明频率和线宽与声阻抗之间呈正相关关系。图 7(d)中的拟合灵敏度曲线进一步验证了这一点,频率声阻抗灵敏度为 $16.19\text{ kHz}/(\text{kg}\cdot\text{mm}^2\cdot\text{s})$,线宽则随着声阻抗的增加而增大,其灵敏度为 $2.35\text{ MHz}/(\text{kg}\cdot\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 。

总结来说,对图 6 和图 7 的分析展示了不同涂层厚度对 $R_{0,8}$ 模式频率和线宽变化的不同影

响。通过以上对比可以看出,涂层厚度的变化在调节频率和线宽的响应时起到了关键作用,不同

涂层厚度对 $R_{0,8}$ 模式的频率和线宽的影响具有明显差异。

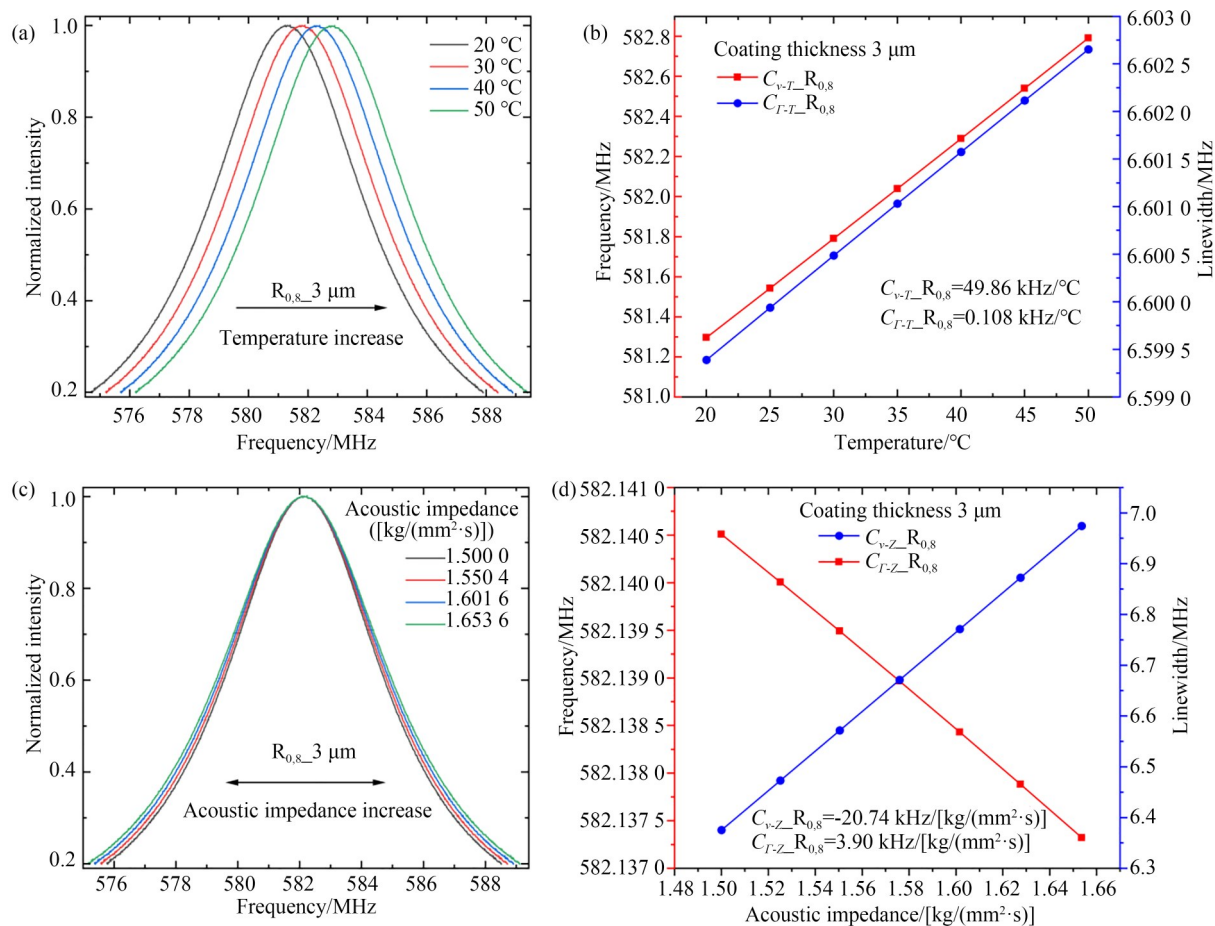
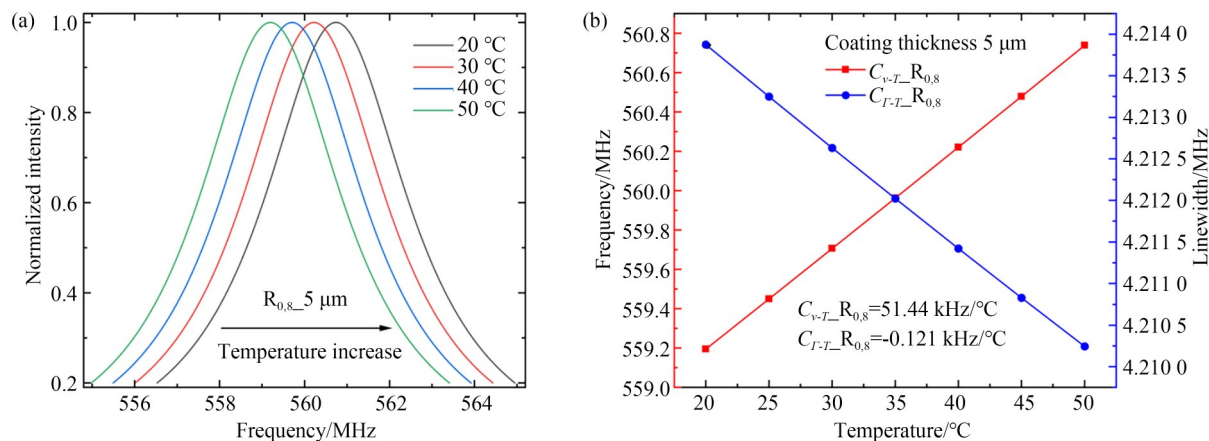


图6 涂层厚度 3 μm 的 (a) $R_{0,8}$ 模式的频率和线宽随 (a) 温度和 (c) 声阻抗的变化; (b) 频率-温度和线宽-温度灵敏度; (d) 频率-声阻抗和线宽-声阻抗灵敏度

Fig. 6 Variation of (a) the frequency and linewidth of $R_{0,8}$ mode with temperature and (c) the acoustic impedance for coating thickness of 3 μm ; (b) frequency-temperature vs linewidth-temperature sensitivity; (d) frequency-acoustic impedance vs linewidth-acoustic impedance sensitivity



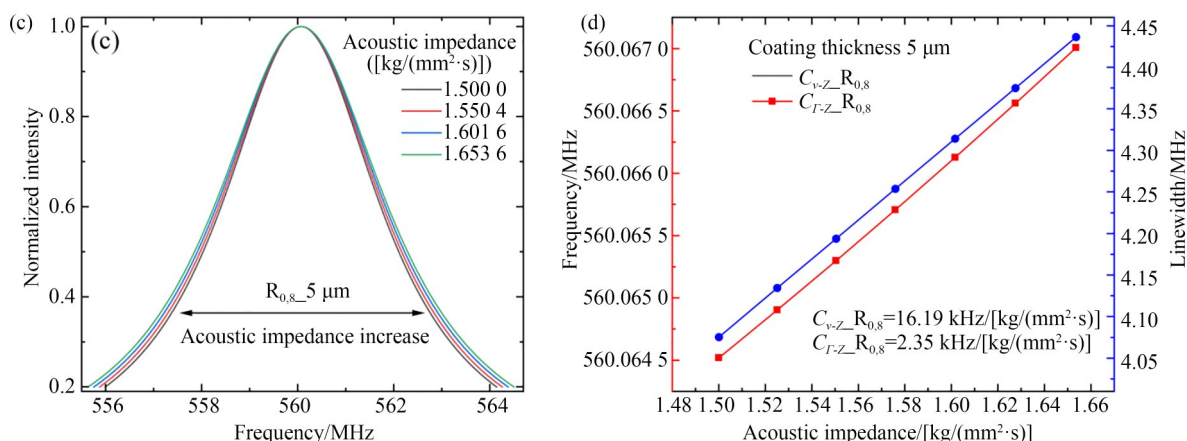


图 7 涂层厚度 5 μm 的 (a) $R_{0,8}$ 模式的频率和线宽随 (a) 温度和 (c) 声阻抗的变化; (b) 频率-温度和线宽-温度灵敏度; (d) 频率-声阻抗和线宽-声阻抗灵敏度

Fig. 7 Variation of (a) the frequency and linewidth of $R_{0,8}$ mode with temperature and (c) the acoustic impedance for coating thickness of 5 μm; (b) frequency-temperature vs linewidth-temperature sensitivity; (d) frequency-acoustic impedance vs linewidth-acoustic impedance sensitivity

5 温度和声阻抗同步传感

5.1 不同状态血液下的温度和声阻抗传感

当光纤外血液的温度和声阻抗同时改变,都会导致 $R_{0,m}$ 引起的 FSBS 谱的频率和线宽的变化。 $R_{0,m}$ 对应的 FSBS 频移和线宽与声阻抗为线性关系时,频移 ν 和线宽 Γ 可表示为^[32]:

$$\nu = \nu_0 + C_{\nu-T} \cdot \Delta T + C_{\nu-Z} \cdot \Delta Z, \quad (20)$$

$$\Gamma = \Gamma_0 + C_{\Gamma-T} \cdot \Delta T + C_{\Gamma-Z} \cdot \Delta Z, \quad (21)$$

其中: ν_0 和 Γ_0 是初始状态的 FSBS 频率和线宽,变化的温度和变化的声阻抗乘他们对应的灵敏度系数为频率偏移量 $\Delta\nu = \nu - \nu_0$ 和线宽偏移量 $\Delta\Gamma = \Gamma - \Gamma_0$,偏移量由温度变化 ΔT 和声阻抗变化 ΔZ 引起。温度变化 ΔT 和声阻抗变化 ΔZ 是通过测量 FSBS 频率变化 $\Delta\nu$ 和线宽变化 $\Delta\Gamma$ 反推出的结果。通过灵敏度系数矩阵,将频率和线宽的变化量反演为温度和声阻抗的变化量。因此,在传感系统中的温度变化 ΔT 和声阻抗变化 ΔZ 可以通过以下矩阵计算得到^[33]:

$$\begin{pmatrix} \Delta T \\ \Delta Z \end{pmatrix} = \frac{1}{|C_{\Gamma-T} C_{\nu-Z} - C_{\nu-T} C_{\Gamma-Z}|} \begin{pmatrix} C_{\nu-Z} & -C_{\Gamma-Z} \\ -C_{\nu-T} & C_{\Gamma-T} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \Delta\Gamma \\ \Delta\nu \end{pmatrix}, \quad (22)$$

其中: $|C_{\Gamma-T} C_{\nu-Z} - C_{\nu-T} C_{\Gamma-Z}|$ 是灵敏度矩阵的行列式值,确保矩阵可逆性。如果行列式接近零,反

演结果将不稳定。利用这个矩阵,通过测量 $\Delta\nu$ 和 $\Delta\Gamma$,结合灵敏度系数,就可以计算出温度变化和声阻抗变化。

模拟实验中,使用涂层厚度 3 μm 和 5 μm 的待测光纤在正常生理状态和病理状态的血液中测量 $R_{0,8}$ 模式的频率和线宽。正常生理状态,温度 $T = 37^\circ\text{C}$,声阻抗 $Z = 1.558 \text{ kg}/(\text{mm}^2 \cdot \text{s})$;血浆中蛋白质含量升高导致的高蛋白血症,温度 $T = 37.5^\circ\text{C}$,声阻抗 $Z = 1.649 \text{ kg}/(\text{mm}^2 \cdot \text{s})$;缺铁、营养不良或慢性失血等原因导致的贫血,温度 $T = 36.5^\circ\text{C}$,声阻抗 $Z = 1.533 \text{ kg}/(\text{mm}^2 \cdot \text{s})$ 。

涂层厚度 3 μm 光纤 $R_{0,8}$ 模式的 FSBS 谱如图 8(a) 所示,从图中可以得知频率的偏移量和线宽的变化值。根据参考文献[27-31]中的血液密度和声速,计算出声阻抗并取中间值,即在正常状态下, $R_{0,8}$ 模式的频率为 582.139 MHz,线宽为 6.601 MHz;在高蛋白血症中, $R_{0,8}$ 模式的频率为 582.162 MHz,线宽为 6.954 MHz;在贫血状态下, $R_{0,8}$ 模式的频率为 582.115 MHz,线宽为 6.502 MHz。图 8(b) 是涂层厚度 5 μm 光纤 $R_{0,8}$ 模式的 FSBS 谱。正常状态下的频率为 560.065 MHz,线宽为 4.211 MHz;高蛋白血症中的频率为 560.093 MHz,线宽为 4.424 MHz;贫血状态下的频率为 560.039 MHz,线宽为 4.152 MHz。

本文还进行了验证性的模拟实验。测量了 3 μm 和 5 μm 涂层厚度的光纤 $R_{0,8}$ 模式在正常、高

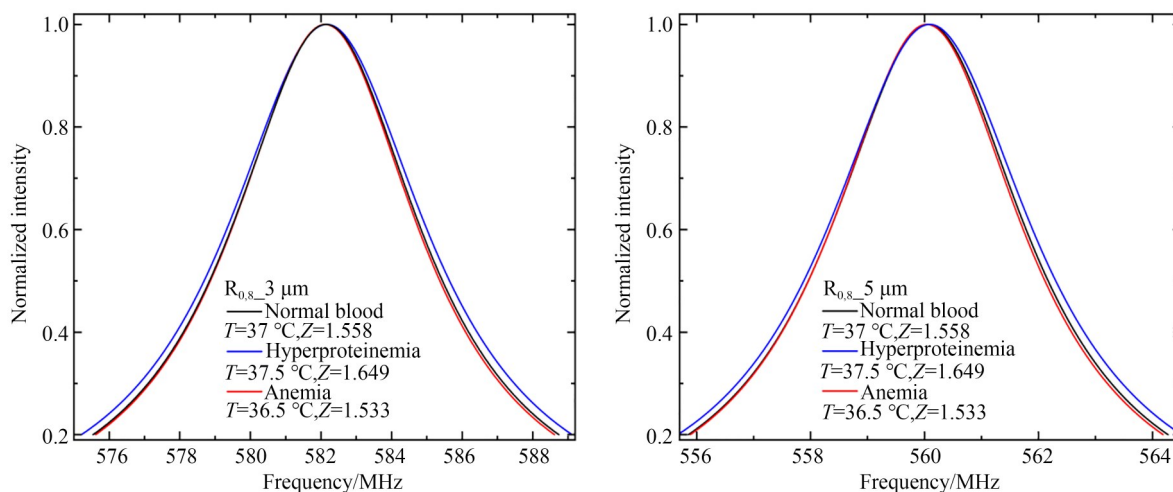


图8 涂层厚度(a)3 μm 和(b)5 μm 光纤不同状态下 $R_{0,8}$ 模式的FSBS谱

Fig. 8 FSBS spectrum of $R_{0,8}$ Mode for the fibers with coating thickness of (a) 3 μm and (b) 5 μm for different states

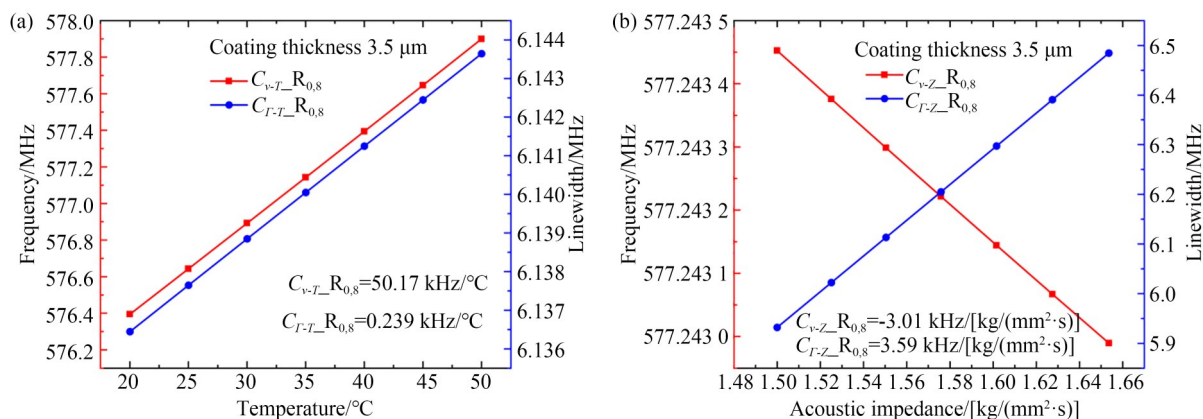
蛋白血症和贫血血液中的线宽和频率,以正常生理状态为初始状态,将高蛋白质血症状态和贫血状态的频率偏移和线宽变化代入式(22),反演计算出温度和声阻抗的变化量,与给定初始状态血液的温度和声阻抗相对比,计算得到涂层厚度3 μm 和5 μm 两种情况的温度和声阻抗(37.485 $^{\circ}\text{C}$, 37.508 $^{\circ}\text{C}$ 和1.615 $\text{kg}/(\text{mm}^2 \cdot \text{s})$, 1.675 $\text{kg}/(\text{mm}^2 \cdot \text{s})$)和模拟实验给定的温度和声阻抗(37 $^{\circ}\text{C}$ 和1.649 $\text{kg}/(\text{mm}^2 \cdot \text{s})$)相对比,误差分别为0.015 $^{\circ}\text{C}$, 0.033 $\text{kg}/(\text{mm}^2 \cdot \text{s})$ 和0.008 $^{\circ}\text{C}$, 0.027 $\text{kg}/(\text{mm}^2 \cdot \text{s})$ 。

5.2 涂层厚度偏差对 $R_{0,8}$ 模式传感性能的影响

在实际的光纤制造过程中,铝涂覆层的厚度可能与理想情况之间存在微小的偏差($\Delta d = \pm 0.5 \mu\text{m}$)。为了评估厚度偏差对该传感系统性

能的影响,本节基于前文理论模型,对涂层厚度偏离理想值(3 μm 和5 μm), $R_{0,8}$ 模式的灵敏度系数的变化情况进行了分析,如图9和图10所示。

图9和图10分别展示了涂层厚度为(3 $\pm$ 0.5) μm 和(5 $\pm$ 0.5) μm 时, $R_{0,8}$ 模式的频率-温度灵敏度系数 C_{v-T} ,线宽-温度灵敏度系数 C_{T-T} ,频率-声阻抗灵敏度系数 C_{v-Z} 和线宽-声阻抗灵敏度系数 C_{T-Z} 的变化趋势。具体数值如表2所示,当涂层厚度出现细微偏差时, C_{v-T} 和 C_{T-Z} 较为稳定,而 C_{T-T} 和 C_{v-Z} 的变化情况不稳定。温度-频率灵敏度 C_{v-T} 表现出较高的稳定性。由公式(19)可以看出,声波频率与材料的刚度系数(C_{11} , C_{44})直接相关。温度变化通过热膨胀效应调制刚度系数,进而线性影响声速和频率。由于铝和二氧化硅的刚度系数随温度变化的规律基本一致,且



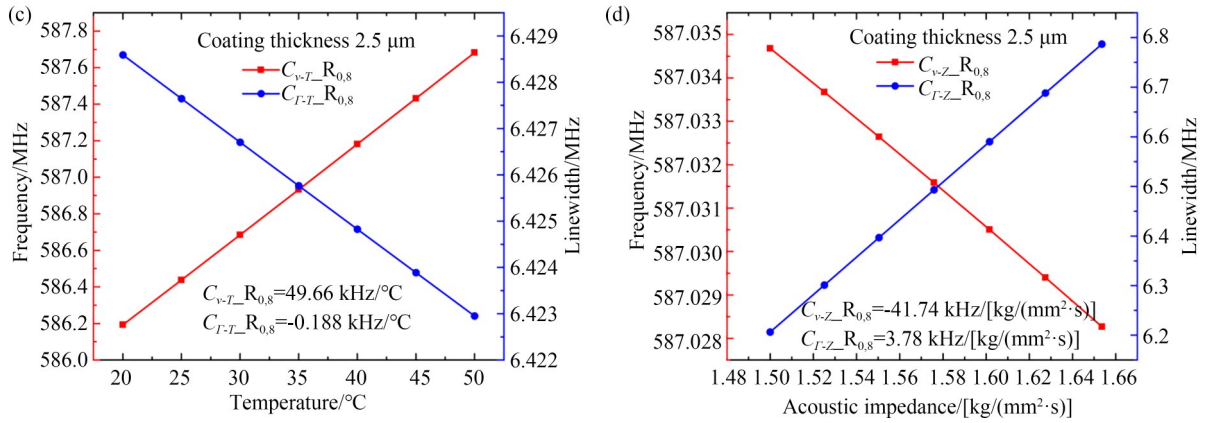


图 9 涂层厚度 $3.5 \mu\text{m}$ 时 $R_{0,8}$ 模式的 (a) 频率-温度和线宽-温度灵敏度; (b) 频率-声阻抗和线宽-声阻抗灵敏度。涂层厚度 $2.5 \mu\text{m}$ 时 $R_{0,8}$ 模式的 (c) 频率-温度和线宽-温度灵敏度; (d) 频率-声阻抗和线宽-声阻抗灵敏度

Fig. 9 Sensitivity of the $R_{0,8}$ mode to temperature and acoustic impedance: (a, c) Frequency-temperature and linewidth-temperature responses for $3.5 \mu\text{m}$ and $2.5 \mu\text{m}$ coatings, respectively; (b, d) Frequency-acoustic impedance and linewidth-acoustic impedance responses for $3.5 \mu\text{m}$ and $2.5 \mu\text{m}$ coatings, respectively

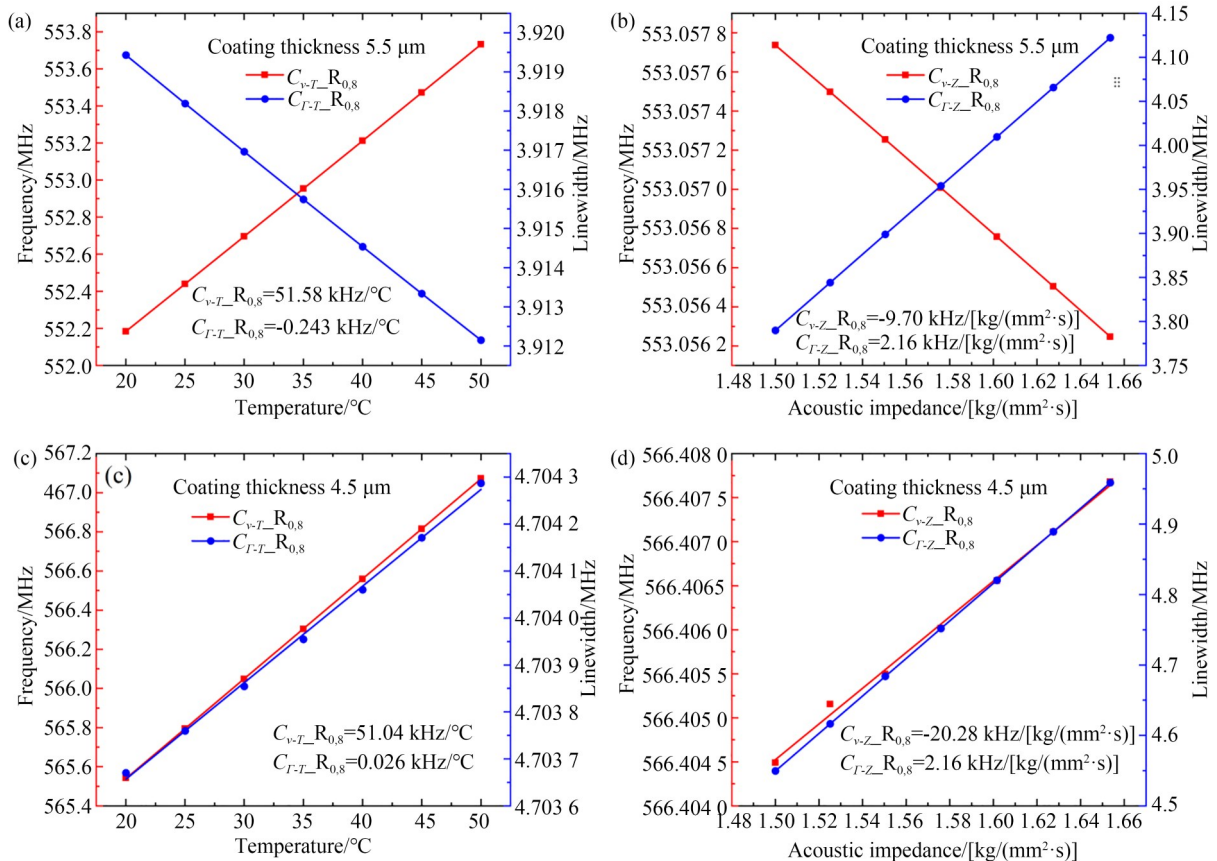


图 10 涂层厚度 $5.5 \mu\text{m}$ 时 $R_{0,8}$ 模式的 (a) 频率-温度和线宽-温度灵敏度; (b) 频率-声阻抗和线宽-声阻抗灵敏度。涂层厚度 $4.5 \mu\text{m}$ 时 $R_{0,8}$ 模式的 (c) 频率-温度和线宽-温度灵敏度; (d) 频率-声阻抗和线宽-声阻抗灵敏度

Fig. 10 Sensitivity of the $R_{0,8}$ mode to temperature and acoustic impedance: (a, c) Frequency-temperature and linewidth-temperature responses for $5.5 \mu\text{m}$ and $4.5 \mu\text{m}$ coatings, respectively; (b, d) Frequency-acoustic impedance and linewidth-acoustic impedance responses for $5.5 \mu\text{m}$ and $4.5 \mu\text{m}$ coatings, respectively

表 2 涂层厚度为(3±0.5) μm 和(5±0.5) μm 的灵敏度系数

Tab. 2 Sensitivity coefficients for coating thicknesses of (3±0.5) μm and (5±0.5) μm

涂层厚度/μm	$C_{v-T}/(\text{kHz}\cdot^{\circ}\text{C}^{-1})$	$C_{r-T}/(\text{kHz}\cdot^{\circ}\text{C}^{-1})$	$C_{v-Z}/[\text{kHz}/(\text{kg}\cdot\text{mm}^{-2}\cdot\text{s})]$	$C_{r-Z}/[\text{MHz}/(\text{kg}\cdot\text{mm}^{-2}\cdot\text{s})]$
3	49.86	0.108	20.74	3.90
2.5	49.66	-0.188	-41.74	3.78
3.5	50.17	0.239	-3.01	3.59
5	51.44	0.121	16.19	2.35
4.5	51.04	0.026	-20.28	2.66
5.5	51.58	-0.243	-9.70	2.16

声波频率主要取决于包层与涂层的整体刚度,微小厚度偏差对整体刚度的影响有限。因此, C_{v-T} 在不同涂层厚度下呈现较小的波动, (3±0.5) μm 的变化幅度约为 0.3%, (5±0.5) μm 的变化幅度仅为 0.7%。声阻抗-线宽灵敏度 C_{r-Z} 也相对稳定。由公式(15)和公式(16)可知,线宽由反射率 R 主导,而 R 受外界环境的声阻抗 Z_3 和涂层厚度 d 共同调制。声阻抗变化通过边界反射率 r_2 影响 R ,但损耗项 $e^{-2\alpha d}$ 随厚度增加呈指数衰减,使得 R 的变化趋势受损耗主导。因此, C_{r-Z} 在不同厚度下的波动幅度较小, (3±0.5) μm 的变化幅度约为 7.9%, (5±0.5) μm 的变化幅度仅为 13.2%。

温度-线宽灵敏度 C_{r-T} 和声阻抗-频率灵敏度 C_{v-Z} 呈现不稳定的波动。温度变化不仅改变刚度系数,还会引起涂层热膨胀,导致相位延迟 $\delta=2\Omega_m\pi d/V_{L,2}$ 发生偏移。由于 δ 与厚度 d 和频率均呈线性关系,微小温度变化会通过 δ 调制反射率 R 的振荡特性(公式(16))。这种相位敏感效应使得 C_{r-T} 对涂层厚度的偏差极为敏感,甚至出现符号反转。声阻抗 Z_3 变化通过边界反射率 r_2 影响声波传播,但其对频率的调制依赖于声波模式的横向分布与光波的重叠积分(公式(13)和公式(14))。当涂层厚度变化时,声波振动的空间分布发生改变,导致不同厚度下声阻抗对频率的调制方向可能相反,这种模式的依赖性使得 C_{v-Z} 对厚度偏差高度敏感。

接下来进行了验证性的模拟实验,还是分别将(3±0.5) μm 和(5±0.5) μm 涂层厚度的光纤作为待测光纤,放置在正常血液($T=37^{\circ}\text{C}$, $Z=1.558\text{ kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$) 和高蛋白血症血液($T=37.5^{\circ}\text{C}$, $Z=1.649\text{ kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$) 中,测量 $R_{0,8}$ 模式的线宽和频率,以正常血液为初始状态,高蛋白质血液为末状态,两者相减得到对应的频率差 $\Delta\nu$

和线宽差 $\Delta\Gamma$,具体数值如表 3 的前两列所示。结合固定涂层厚度下的四个灵敏度,代入公式(22),得出反演计算的温度和声阻抗的变化量,与正常血液状态的初始值相加,即为计算得到末状态的温度和声阻抗,如表 3 的后两列所示。与模拟实验给定的末状态参数对比,从而得出两者的误差。以 3 μm 涂层为例,当实际厚度为 2.5 μm 时,温度误差从 0.015 $^{\circ}\text{C}$ 增至 0.020 $^{\circ}\text{C}$,声阻抗误差从 0.033 $\text{kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 减小至 0.021 $\text{kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$;厚度为 3.5 μm 时,温度误差为 0.003 $^{\circ}\text{C}$,声阻抗误差为 0.032 $\text{kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 。对于 5 μm 厚度的涂层,±0.5 μm 偏差下温度误差变化范围为 0.003~0.009 $^{\circ}\text{C}$,声阻抗误差的变化范围为 0.004~0.058 $\text{kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 。

上述结果表明,涂层厚度偏差对灵敏度系数

表 3 涂层厚度为(3±0.5) μm 和(5±0.5) μm 在正常血液和高蛋白血症中 $R_{0,8}$ 模式的频率差、线宽差;及反演计算得到高蛋白质血液的温度和声阻抗

Tab. 3 Frequency and linewidth differences of $r_{0,8}$ mode in normal vs. hyperproteinemic blood for coating thicknesses of (3±0.5) μm and (5±0.5) μm; retrieved temperature and acoustic impedance of hyperproteinemic blood

涂层厚度/μm	$\Delta\nu$ /kHz	$\Delta\Gamma$ /MHz	T / $^{\circ}\text{C}$	Z / ($\text{kg}\cdot\text{mm}^{-2}\cdot\text{s}$)
3	22.99	2.74	37.485	1.615
2.5	20.96	1.71	37.481	1.627
3.5	24.78	3.26	37.497	1.616
5	28.01	2.13	37.508	1.675
4.5	27.38	2.41	37.503	1.644
5.5	24.83	1.96	37.509	1.706

的影响呈现非线性特征,但由此引起的测量误差增幅有限,其引入的附加误差远低于病理状态的参数变化阈值,在生物医学检测的允许范围内。所以在厚度偏差 $0.5\ \mu\text{m}$ 的范围内,可以忽略制造公差的影响。但在实际的情况下如果需要降低厚度偏差的影响,可通过优化涂层的制备工艺(如采用原子层沉积技术)或引入厚度校准算法,实时修正灵敏度矩阵参数,进一步提升系统的鲁棒性。

6 结 论

本文建立了铝涂覆层光纤的前向布里渊散射的理论模型,并通过模拟实验验证了其前向布里渊散射的温度声阻抗的同步测量方法。我们发现了不同涂层厚度的 $R_{0,m}$ 模式的频率偏移以及频谱线宽对温度和声阻抗的线性依赖关系,利用这个线性关系可以实现温度和声阻抗的同步测量。在验证实验中,涂层厚度为 $3\ \mu\text{m}$ 和 $5\ \mu\text{m}$ 时分别具有最高的线宽声阻抗灵敏度 $3.90\ \text{MHz}/(\text{kg}\cdot\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 和最高的频率温度灵敏度 $51.44\ \text{kHz}/^\circ\text{C}$, $3\ \mu\text{m}$ 和 $5\ \mu\text{m}$ 涂层厚度的温度和声阻抗测量误差分别为 $0.015\ ^\circ\text{C}$, $0.033\ \text{kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 和 $0.008\ ^\circ\text{C}$, $0.027\ \text{kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 。考虑实际制造过程中涂层厚度的偏差,在 $\pm 0.5\ \mu\text{m}$ 的范围内,

$3\ \mu\text{m}$ 和 $5\ \mu\text{m}$ 涂层厚度温度和声阻抗误差的变化范围为 $0.003\sim 0.020\ ^\circ\text{C}$, $0.021\sim 0.032\ \text{kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$ 和 $0.003\sim 0.009\ ^\circ\text{C}$, $0.004\sim 0.058\ \text{kg}/(\text{mm}^2\cdot\text{s})$, 细微的厚度偏差对传感误差的影响微乎其微。

首次将镀铝涂层光纤的声阻抗和温度同步传感技术与血液中各种疾病的检测结合在一起,提出了一种具有创新性和高灵敏度的检测方法。通过光纤涂层的优化设计和FSBS频率、线宽变化的精确测量,实现了对温度和声阻抗的同步传感,为血液中疾病相关参数(如温度、密度、声速变化等)的实时监测提供了新思路。该方法克服了传统传感技术中单一参数检测的局限性,具有高精度、高可靠性和多功能的优势,为疾病的早期诊断和生物医学领域的应用提供参考。同时,由于光纤涂层的机械稳定性和操作简便性,该技术在复杂液体环境中的应用潜力巨大,未来有望可以用于其他生物传感、医学检测和微纳技术等领域。

作者贡献声明:

侯尚林:方案的提出,理论分析;
山航:数据分析,论文构思和撰写;
董洁:数据核对,图表、论文编辑;
武刚:编写算法和计算程序;
晏祖勇:对实验研究结果进行核实验证。

参考文献:

- [1] RORIZ P, SILVA S, FRAZÃO O, *et al.* Optical fiber temperature sensors and their biomedical applications[J]. *Sensors*, 2020, 20(7): 2113.
- [2] GUPTA B D, PATHAK A, SHRIVASTAV A M. Optical biomedical diagnostics using lab-on-fiber technology: a review [J]. *Photonics*, 2022, 9(2): 86.
- [3] YANG X D, HOU S L, XIE C J, *et al.* High-performance photonic crystal fiber biosensor based on surface plasmon resonance for early cancer detection [J]. *Plasmonics*, 2024, 19(2): 675-685.
- [4] SÁNCHEZ L A, DÍEZ A, CRUZ J L, *et al.* Recent advances in forward Brillouin scattering: sensor applications[J]. *Sensors*, 2022, 23(1): 318.
- [5] SÁNCHEZ L A, DÍEZ A, CRUZ J L, *et al.* Strain and temperature measurement discrimination with forward Brillouin scattering in optical fibers[J]. *Optics Express*, 2022, 30(9): 14384-14392.
- [6] 侯尚林, 薛乐梅, 王菊巍, 等. 光子晶体光纤中去极化声波导布里渊散射温度及应变响应[J]. *发光学报*, 2013, 34(4): 500.
- [7] HOU S L, XUE L M, WANG J W, *et al.* Temperature and stress response of depolarized guided acoustic Brillouin scattering in photonic crystal fibers [J]. *Chinese Journal of Luminescence*, 2013, 34(4): 500. (in Chinese)
- [7] ZADOK A, DIAMANDI H H, LONDON Y, *et al.* Forward Brillouin Scattering in Standard Optical Fibers [M]. Springer Series in Optical Sciences. Springer, 2022.
- [8] 侯尚林, 薛乐梅, 黎锁平, 等. 光子晶体光纤中布里渊散射声波模式特性的分析[J]. *物理学报*, 2012, 61(13): 188-192.
- [8] HOU S L, XUE L M, LI S P, *et al.* Study on

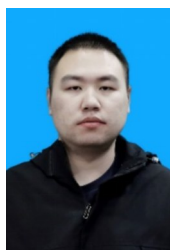
- characteristics of acoustic modes *via* stimulated Brillouin scattering in photonic crystal fiber [J]. *Acta Physica Sinica*, 2012, 61(13): 188-192. (in Chinese)
- [9] 李天夫, 巴德欣, 周登望, 等. 前向受激布里渊散射光纤传感研究进展[J]. 光电工程, 2022, 49(9): 220021.
- LI T F, BA D X, ZHOU D W, *et al.* Recent progress in optical fiber sensing based on forward stimulated Brillouin scattering[J]. *Opto-Electronic Engineering*, 2022, 49(9): 220021. (in Chinese)
- [10] FENG Y L, JIE D, HOU S L, *et al.* Analysis on acoustic modes and Brillouin gain spectra of backward stimulated Brillouin scattering in W-type acoustic waveguide optical fibers [J]. *Optics Express*, 2024, 32(21): 36434-36452.
- [11] ZHENG Z, LI Z Y, FU X L, *et al.* Multipoint acoustic impedance sensing based on frequency-division multiplexed forward stimulated Brillouin scattering [J]. *Optics Letters*, 2020, 45(16): 4523-4526.
- [12] ZHANG Z L, LU Y G, PENG J Q, *et al.* Simultaneous measurement of temperature and acoustic impedance based on forward Brillouin scattering in LEAF [J]. *Optics Letters*, 2021, 46(7): 1776-1779.
- [13] DONG Y K, REN Y L, LI H W, *et al.* Quasi-acoustic impedance matching distributed opto-mechanical sensor with aluminized coating optical fibers [J]. *Optics Letters*, 2022, 47(21): 5696-5699.
- [14] CHERIAN V T. *Physiological Functions of Blood* [M]. Blood Substitutes and Oxygen Biotherapeutics. Cham: Springer International Publishing, 2022: 33-43.
- [15] SHAH A, SRIVASTAVA S, CHATURVEDI C P. *Biomolecular Components of Blood and Their Role in Health and Diseases* [M]. Clinical Applications of Biomolecules in Disease Diagnosis. Springer Nature Singapore, 2024: 289-322.
- [16] CARSTENSEN E L. The acoustic impedance of human blood[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1951, 23(5): 627.
- [17] BERNAL-ALVARADO J, ALVAREZ-GONZÁLEZ R R, PALOMARES P. Electrical Characterization of Human Blood as A Function of Temperature [C]. *American Institute of Physics Conference Proceedings*, 2004, 724(1): 226-229.
- [18] DIAMANDI H H, LONDON Y, BASHAN G, *et al.* Distributed opto-mechanical analysis of liquids outside standard fibers coated with polyimide [J]. *APL Photonics*, 2019, 4(1): 016105.
- [19] DIAMANDI H H, LONDON Y, BASHAN G, *et al.* Forward stimulated Brillouin scattering analysis of optical fibers coatings [J]. *Journal of Lightwave Technology*, 2021, 39(6): 1800-1807.
- [20] BIRYUKOV A S, SUKHAREV M E, DIANOV E M. Excitation of sound waves upon propagation of laser pulses in optical fibres [J]. *Quantum Electronics*, 2002, 32(9): 765-775.
- [21] OTTEN W, KAPRON F, OLSON T. Mode-field diameter of single-mode fiber by knife-edge scanning in the far field [J]. *Journal of Lightwave Technology*, 1986, 4(10): 1576-1579.
- [22] CHOW D M, THÉVENAZ L. Forward Brillouin scattering acoustic impedance sensor using thin polyimide-coated fiber [J]. *Optics Letters*, 2018, 43(21): 5467-5470.
- [23] ZHANG L, WANG H, LI Y, *et al.* Towards high-sensitivity and high-accuracy forward Brillouin scattering-based optomechanical temperature sensing in thin-diameter fibers [J]. *Opt Express*, 2024, 32(1): 586-598.
- [24] LEDBETTER H. Sound velocities, elastic constants: Temperature dependence [J]. *Materials Science and Engineering: A*, 2006, 442(1/2): 31-34.
- [25] VARSHNI Y P. Temperature dependence of the elastic constants [J]. *Physical Review B*, 1970, 2(10): 3952-3958.
- [26] REECE W O. The composition and functions of blood [J]. *Duckes' Physiology of Domestic Animals 13th Edition*, Wiley Blackwell, OX, UK, 2015: 114-136.
- [27] SCHNEDITZ D, HEIMEL H, STABINGER H. Sound speed, density and total protein concentration of blood [J]. *Journal of Clinical Chemistry and Clinical Biochemistry Zeitschrift Fur Klinische Chemie und Klinische Biochemie*, 1989, 27(10): 803-806.
- [28] STEIN P D, SABBAH H N. Accentuation of heart sounds in anemia: an effect of blood viscosity [J]. *The American Journal of Physiology*, 1978, 235(6): H664-H669.

- [29] JONES M P. Avian clinical pathology[J]. *Veterinary Clinics of North America: Exotic Animal Practice*, 1999, 2(3): 663-687.
- [30] SCHNEDITZ D, MOSER M, SMOLLE-JÜTTNER F M, *et al.* Methods in clinical hemorheology: the continuous measurement of arterial blood density and blood sound speed in man [J]. *Biorheology*, 1990, 27(6): 895-902.
- [31] LUDWIG G D. The velocity of sound through tissues and the acoustic impedance of tissues[J]. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 1950, 22(6): 862-866.
- [32] ZHANG W J, LU Y G, HE C J. Simultaneous measurement of temperature, refractive index, and axial strain based on forward Brillouin scattering in polyimide-coated SMF [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2023, 23(22): 27361-27368.
- [33] LIANG L L, ZHANG Z L, ZHANG W J, *et al.* Temperature and acoustic impedance simultaneous sensing based on FBS in coated optical fiber[J]. *IEEE Photonics Technology Letters*, 2023, 35(21): 1151-1154.

作者简介:



侯尚林(1970—),男,甘肃天水人,博士,教授,博士生导师,2008年于北京邮电大学获得博士学位,主要从事新型光纤和高速光通信器件、下一代高速全光通信网络、光纤传感器件及网络方面研究。E-mail: houshanglin@vip.163.com



山航(1998—),男,甘肃天水人,硕士研究生,2021年于兰州理工大学获得学士学位,目前就读于兰州理工大学理学院无线电专业,研究方向为导波光学及光纤通信技术。E-mail: shanhang666@163.com